



Revista Brasileira de Fisioterapia

ISSN: 1413-3555

rbfisio@ufscar.br

Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-
Graduação em Fisioterapia
Brasil

Bolfe, VJ; Ribas, SI; Montebelo, MIL; Guirro, RRJ

Comportamento da impedância elétrica dos tecidos biológicos durante estimulação elétrica
transcutânea

Revista Brasileira de Fisioterapia, vol. 11, núm. 2, março-abril, 2007, pp. 153-159

Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-Graduação em Fisioterapia
São Carlos, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=235016478011>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal

Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

COMPORTAMENTO DA IMPEDÂNCIA ELÉTRICA DOS TECIDOS BIOLÓGICOS DURANTE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA TRANSCUTÂNEA

BOLFE VJ, RIBAS SI, MONTEBELO MIL E GUIRRO RRJ

Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Universidade Metodista de Piracicaba, Piracicaba, SP - Brasil

Correspondência para: Rinaldo Roberto de Jesus Guirro, Rodovia do Açúcar, km 156, Taquaral, CEP 13400-911, Piracicaba, SP – Brasil, e-mail: rjguirro@unimep.br

Recebido: 28/07/2006 - Revisado: 21/11/2006 - Aceito: 26/02/2007

RESUMO

Objetivo: Analisar a impedância elétrica dos tecidos biológicos durante estimulação elétrica em diferentes segmentos, faces e frequências da corrente, aumentando-se a distância intereletrodos. **Método:** 20 voluntárias, idade média $23 \pm 2,25$ anos e índice de massa corporal $20,65 \pm 1,44 \text{ kg/m}^2$, permaneceram em decúbito, sendo um eletrodo posicionado proximalmente às interlinhas articulares do punho e tornozelo, anterior e posteriormente, ou à espinha ilíaca pósterio-superior, e outro eletrodo distanciado sequencialmente em 10, 20, 30 e 40 cm. Foram aplicadas duas correntes (100 μs e 10 mA), uma de 100 Hz (BF) e outra de 2000 Hz modulada em 100% da amplitude para 100 Hz (MF), com intervalo mínimo de 7 dias. A impedância foi calculada, indiretamente, pela Lei de Ohm, a partir da intensidade aplicada e da tensão elétrica captada em sistema composto por osciloscópio digital (TDS 210, Tektronix®) e gerador de corrente constante (Dualpex 961, Quark®). Para análise estatística, aplicou-se Anova-F e Kruskal-Wallis com *post hoc* (SNK), teste de Friedman e coeficiente de correlação de Spearman, considerando $p < 0,05$. **Resultados:** Apesar de o comportamento da impedância elétrica com o aumento da distância intereletrodos ser similar para ambas as correntes, houve uma redução da impedância sob estimulação com MF. Nos membros, aproximadamente 50% da variabilidade da impedância é explicada pelo afastamento dos eletrodos, relação essa não observada na face posterior do tronco. Independente do tipo de corrente, o tronco apresentou os menores valores de impedância elétrica, seguido pelo membro inferior. **Conclusões:** A impedância elétrica dos tecidos sofre influência da frequência da corrente e da localização e distância intereletrodos, apresentando padrão não uniforme nos diferentes segmentos.

Palavras-chave: impedância elétrica, tecidos, estimulação elétrica.

ABSTRACT

Electrical impedance behavior of biological tissues during transcutaneous electrical stimulation

Objective: To analyze the electrical impedance of biological tissues during electrical stimulation in relation to different segments, surfaces and current frequencies, with increasing distance between electrodes. **Method:** 20 female volunteers of mean age 23 ± 2.25 years and mean body mass index $20.65 \pm 1.44 \text{ kg/m}^2$ were positioned in decubitus with one electrode placed proximally to the wrist and ankle joint lines, anteriorly and posteriorly, or on the posterosuperior iliac spine, and the other electrode was placed at distance of 10, 20, 30 and 40 cm, sequentially. Two currents (100 μs and 10 mA) were applied: one at 100 Hz (LF) and the other at 2000 Hz modulated at 100% of the amplitude for 100 Hz (MF), with a minimum interval of seven days. The impedance was calculated indirectly using Ohm's Law, from the applied intensity and the electrical voltage picked up by a system consisting of a digital oscilloscope (TDS 210, Tektronix®) and a direct current generator (Dualpex 961, Quark®). For statistical analysis, Anova-F and Kruskal-Wallis were applied, with *post hoc* (SNK), Friedman test and Spearman correlation coefficient, taking $p < 0.05$. **Results:** Despite similar electrical impedance behavior with increasing distance between electrodes for the two currents, there was a reduction in impedance under MF stimulation. In the limbs, approximately 50% of the impedance variance was explained by the increase in electrode separation, although this relationship was not observed on the posterior surface of the trunk. Independent of the current type, the trunk presented the lowest electrical impedance, followed by the lower limbs. **Conclusion:** The electrical impedance of the tissues was influenced by current frequency and the positioning and distance between electrodes, thus presenting a non-uniform pattern in the different segments.

Key words: electrical impedance, tissues, electrical stimulation.

INTRODUÇÃO

As propriedades bioelétricas das células e tecidos dão subsídios para a aplicação de diversas modalidades de corrente elétrica, na prática clínica, as quais são utilizadas, especialmente, para o controle de dores agudas ou crônicas¹, fortalecimento muscular² ou tratamento de seqüelas neurológicas³.

Para atingir o efeito desejado, a corrente elétrica gerada deve vencer a oposição imposta ao seu fluxo e atingir o tecido alvo com intensidade suficiente. Parte dessa oposição é oferecida pelos tecidos biológicos, sendo denominada impedância elétrica e representada pela associação da resistência, presente no fluido extra e intracelular, e da reatância capacitiva, característica das membranas celulares⁴.

De forma simples, a impedância total de um circuito pode ser calculada com base na Lei de Ohm ($Z = U/i$), onde Z = impedância, U = tensão elétrica no circuito, e i = intensidade da corrente que circula pelo circuito. Medindo-se a tensão elétrica U entre o par de eletrodos, durante a aplicação de uma corrente i conhecida, pode-se calcular a impedância Z deste segmento de tecido⁵. Segundo Heneine⁶, os materiais biológicos seguem quase que satisfatoriamente essa lei, em que a impedância e a tensão elétrica tornam-se variáveis diretamente proporcionais quando se mantém fixa a intensidade.

A corrente elétrica sempre segue o caminho de menor oposição e, portanto, a impedância do caminho (no caso, o tecido biológico) determinará a sua densidade, intensidade e o trajeto, podendo modificar as respostas biológicas por ela desencadeadas. Assim, a impedância sob os eletrodos se altera com o posicionamento⁷ e a distância intereletrodos⁸, a localização do campo elétrico⁹, a variação do comprimento e forma das estruturas anatômicas⁴, bem como a quantidade de água e número de camadas do estrato córneo¹⁰, sendo a queratina a principal barreira à passagem da corrente¹¹.

Na clínica, correntes de média frequência são aplicadas a fim de reduzir a impedância oferecida pelos componentes capacitivos dos tecidos¹², visando estimular estruturas profundas com maior energia e menor desconforto¹³. No entanto, a falta de trabalhos que ratifiquem essa relação inversa expressa a carência de pesquisas que justifiquem e direcionem a conduta terapêutica.

Frente ao exposto, o objetivo deste estudo é analisar o comportamento da impedância elétrica dos tecidos biológicos estimulados por correntes de baixa e média frequências, com diferentes distâncias intereletrodos e em diferentes segmentos e faces do corpo humano.

METODOLOGIA

Sujeitos

Foram selecionadas 20 voluntárias, com média de $23 \pm 2,25$ anos, $55,70 \pm 6,58$ kg, $1,64 \pm 0,07$ m e índice de

massa corporal $20,65 \pm 1,44$ kg/m², sem história de distúrbio circulatório e/ou nervoso, bem como lesões cutâneas recentes. Todas as voluntárias foram recrutadas por convite verbal, esclarecidas sobre os procedimentos experimentais e solicitadas a assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Metodista de Piracicaba sob o protocolo 66/05.

Procedimentos

Para a mensuração da tensão elétrica intereletrodos, desenvolveu-se um sistema (Figura 1) composto por um gerador de corrente com intensidade constante (Dualpex 961-Quark®), um osciloscópio digital (TDS 210 - Tektronix®), uma resistência cerâmica 100 Ω , gel hidrossolúvel (Sonic - Fisio Line®) e eletrodos novos (5 x 5 cm - Quark®) de silicone-carbono por apresentarem menores valores de impedância⁵.

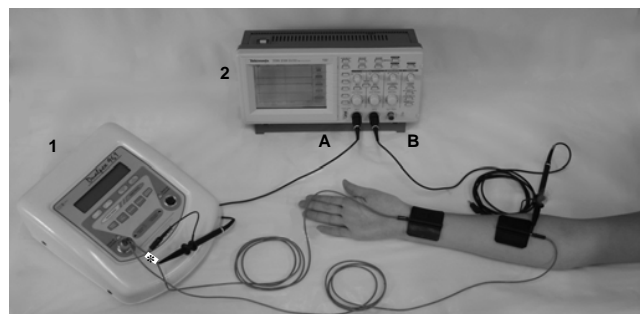


Figura 1. Sistema para mensuração da impedância elétrica dos tecidos biológicos, composto pelo gerador de corrente (1), osciloscópio digital (2), resistência 100 Ω (*) e eletrodos. (A) Monitoramento da corrente aplicada e (B) captação da tensão elétrica intereletrodos.

As coletas foram realizadas em cinco locais, faces anterior (A) e posterior (P) dos membros superior (MS) e inferior (MI), e posterior do tronco (T-P), todas no hemisfério direito. As voluntárias permaneceram em decúbito dorsal e ventral durante as coletas nas faces anterior e posterior, respectivamente. Para efeito de padronização do protocolo, um dos eletrodos foi posicionado proximalmente às interlinhas articulares do punho (MS-A e MS-P) e do tornozelo (MI-A e MI-P), bem como à espinha ilíaca pósterio-superior (T-P), como mostra a Figura 2. A partir desses pontos, o outro eletrodo foi distanciado sequencialmente, em 10, 20, 30 e 40 cm, na direção cefálica. Em todas as voluntárias foram aplicadas duas correntes, comumente utilizadas na prática clínica, com pulso quadrado bifásico simétrico (100 μ s e 10 mA), sendo a primeira com frequência de 100 Hz (baixa frequência - BF) e a segunda com 2000 Hz modulada em 100 % da amplitude para 100 Hz (média frequência - MF), com um intervalo mínimo de 7 dias para descartar a possível influência entre as mesmas.

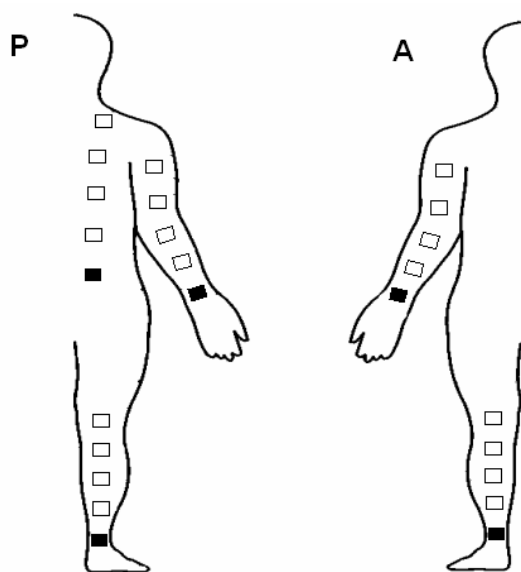


Figura 2. Representação dos locais de fixação dos eletrodos (■ eletrodo de referência) nos diferentes segmentos e distâncias. (P) Face posterior. (A) Face anterior.

A impedância foi calculada pela Lei de Ohm, a partir dos valores de tensão elétrica obtidos pelo osciloscópio e da intensidade da corrente aplicada. Primeiramente, determinou-se a resistência do sistema acoplado um eletrodo ao outro com 4 mL de gel. Esse valor foi subtraído da impedância obtida nas diferentes distâncias intereletrodos, determinando a impedância dos tecidos biológicos. Os dados foram coletados entre 10 e 30 segundos da estimulação elétrica para evitar penetração eletrolítica e alterações na permeabilidade dos ductos sudoríparos¹⁴.

A cada coleta foi realizada limpeza cutânea com álcool a 70% e aplicação de 2 mL de gel sob cada eletrodo, fixados ao corpo por faixa elástica. A temperatura ambiente foi mantida em 23 ± 2 °C e a umidade relativa do ar em $70 \pm 5\%$ durante todo o procedimento. Todas as coletas foram realizadas no período vespertino.

Análise estatística

Inicialmente foi realizado o cálculo amostral pelo programa *Graphpad Statemate 2.0 (Power test)*, baseado em média e desvio-padrão dos dados de impedância elétrica em mulheres, obtidos em um estudo piloto. Para um erro alfa de 0,05 e poder do teste de 95%, houve indicação para a avaliação de 18 a 20 indivíduos.

Para a análise da impedância elétrica nos diferentes segmentos, faces, distâncias e frequências, foi realizada a análise de variância *one-way* (ANOVA- F, Kruskal-Wallis), seguida do teste *post-hoc* (SNK). Na comparação da diferença entre os valores obtidos durante BF e MF, aplicou-se Anova-Friedman, seguido do teste *post-hoc* (Rank). Foram realizados testes de correlação (r_s – coeficiente de Spearman) entre as variáveis distância e impedância nos diferentes segmentos,

faces e frequências. Para verificar a tendência das respostas da impedância elétrica em relação às distâncias, foi ajustado o modelo de regressão linear simples nos segmentos, faces e frequências analisados. As análises foram processadas nos softwares *Statgraphics 5.1 Plus* e *Bio Estat 4.0*. Para todos os resultados, considerou-se $p < 0,05$.

RESULTADOS

O valor da resistência elétrica dos componentes do circuito (gerador de corrente + osciloscópio + resistência cerâmica + eletrodos + gel) foi medida e resultou em 148 Ω . Tal valor foi subtraído da impedância total (circuito + tecidos biológicos), obtendo-se como resultado somente a impedância dos tecidos biológicos. Os valores da impedância nas diferentes distâncias intereletrodos, frequências, faces e segmentos, são mostrados na Tabela 1.

Inicialmente foi considerada a mesma frequência, face e segmento corporal para avaliar a impedância nas diferentes distâncias intereletrodos (10, 20, 30 e 40 cm). No MS, houve aumento da impedância elétrica nas distâncias 20, 30 e 40 cm em relação a 10 cm, e em 30 e 40 cm quando comparadas a 20 cm em ambas as faces e frequências. No MI-A, a alteração se deu em 40 cm quando comparada a 10, 20 e 30 cm, em ambas as frequências, enquanto que, na face posterior, em 30 cm com relação a 10 cm e em 40 cm comparada a 10, 20 e 30 cm para a BF e em 30 cm com relação a 10 cm e em 40 cm comparada a 10 e 20 cm para a MF. No tronco não houve diferença significativa nas distâncias avaliadas.

Não foram observadas diferenças quando comparadas as faces anterior e posterior no mesmo segmento, frequência e distância intereletrodos.

Nos diferentes segmentos (MS, MI e T), foram consideradas a mesma distância intereletrodos, face e frequência para analisar a impedância elétrica. Ao se comparar a face anterior do MS e MI, constatou-se que a impedância no MS foi maior nos 30 cm na BF e nos 30 e 40 cm na MF; quanto à face posterior, a maior impedância foi encontrada nos 30 e 40 cm, em ambas as frequências. Na comparação entre MS e T, face posterior, não houve diferença nos 10 cm na BF, entretanto, entre MI e T, foi encontrada alteração em todas as distâncias e frequências, sendo que os valores de impedância foram maiores para os membros em relação ao tronco.

Ao se confrontar os valores de impedância obtidos durante a estimulação de BF e MF, no mesmo segmento corporal, face e distância intereletrodos, esses valores foram menores na MF para todas as variáveis, exceto nos 30 cm do MI-A.

A correlação entre os valores de impedância elétrica e a distância intereletrodos foi positiva no MS-A (0,65; 0,78), MS-P (0,72; 0,77), MI-A (0,39; 0,70) e MI-P (0,42; 0,71)

Tabela 1. Valores (média \pm desvio-padrão) da impedância elétrica (Ω) durante a estimulação de baixa (BF) e média frequência (MF) nas diferentes distâncias intereletrodos (D) em cada segmento: MS: membro superior; MI: membro inferior; T: tronco; A: face anterior; P: face posterior. n = 20. *p < 0,05 ao respectivo 10 cm; †p < 0,05 ao respectivo 20 cm; ‡p < 0,05 ao respectivo 30 cm; °p < 0,05 à respectiva BF; †p < 0,05 ao respectivo MS-A; ‡p < 0,05 ao respectivo MS-P; †p < 0,05 ao respectivo MI-P.

	MS			MI			T		
	A	MF	P	A	MF	P	A	MF	P
D	BF	MF	BF	BF	MF	BF	BF	MF	MF
10	431,50 \pm 94,17	354,00 \pm 56,62°	408,50 \pm 77,27	424,50 \pm 74,05	349,00 \pm 44,50°	414,50 \pm 94,14	336,00 \pm 46,95°	355,50 \pm 108,25†	274,50 \pm 41,53°†‡
20	496,00 \pm 87,68*	429,00 \pm 56,95*°	474,50 \pm 81,75*	442,00 \pm 84,85	374,00 \pm 44,44°	445,00 \pm 96,85	367,50 \pm 50,31°	364,50 \pm 96,78†‡	291,50 \pm 40,97°†‡
30	588,50 \pm 85,49*†	512,00 \pm 60,70*°	592,00 \pm 85,72*#	449,50 \pm 86,08°	396,00 \pm 43,09°	488,00 \pm 106,25*†	422,00 \pm 48,34*°†	373,00 \pm 91,30†‡	302,00 \pm 36,42°†‡
40	616,50 \pm 95,61*†	551,50 \pm 64,52*°	617,00 \pm 86,78*#	552,50 \pm 103,59*#°	477,50 \pm 44,54*#°°	541,50 \pm 102,21*#†	477,50 \pm 49,68*#°†	354,50 \pm 84,35†	294,00 \pm 35,78°†‡

para BF e MF, respectivamente, porém não houve correlação no T-P (0,03; 0,21).

Na Tabela 2, observa-se que a influência da distância entre os eletrodos sobre o valor da impedância foi de 39,49%, 49,99%, 18,00% e 19,08% durante a BF, e 57,39%, 55,06%, 48,71 % e 49,96 % para a MF no MS-A, MS-P, MI-A e MI-P, respectivamente. Além disso, a equação de regressão linear foi apresentada considerando os segmentos e frequências analisados.

A razão entre os valores de impedância durante estimulação de baixa e média frequência diminuiu nos 40 cm quando comparado aos 10 cm em todas as regiões, exceto no T-P; nos 30 cm em relação aos 10 cm no MS-A e MI-A e nos 40 cm comparado aos 20 cm no MS-A, como observado na Tabela 3.

DISCUSSÃO

Cabe salientar a importância dos resultados de pesquisas que mimetizam as condições clínicas. Para tanto, neste estudo, nenhum tratamento da pele, com o objetivo de remover parcialmente o estrato córneo nos locais de fixação dos eletrodos, foi realizado, pois, ao retirar essa camada, há uma diminuição da impedância, facilitando a passagem da corrente elétrica¹¹. A temperatura ambiente e a umidade relativa do ar foram controladas durante o procedimento, uma vez que o aumento da temperatura leva à diminuição do nível de hidratação da queratina, resultando no aumento da impedância cutânea¹⁵.

Considerando o comportamento da impedância dos tecidos biológicos frente à estimulação elétrica transcutânea, pode-se constatar uma escassez de publicações sobre o assunto. Apesar da suposição quanto a relação proporcional entre a distância intereletrodos e a impedância dos tecidos biológicos, não foram encontrados trabalhos que apresentassem dados quantitativos.

De acordo com os resultados deste estudo, a relação entre o aumento da impedância elétrica dos tecidos, com o afastamento dos eletrodos, se apresenta verdadeira apenas para os membros superior e o inferior. É importante destacar que, nesses segmentos, a distância intereletrodos foi a responsável por aproximadamente 50 % da variabilidade da impedância.

Em alguns locais (próximo à patela ou no ombro) não houve diferença significativa entre os valores de impedância com o aumento da distância, e esse comportamento pode estar relacionado com o posicionamento do eletrodo sobre estruturas anatômicas com diferenças na quantidade de fluidos¹⁶, com a espessura do estrato córneo¹⁰ ou com a distribuição do campo elétrico⁹. Nesse contexto, pode-se considerar que a cápsula articular e as bursas sob os eletrodos contribuiriam para a redução da impedância em função da presença de líquido sinovial.

Tabela 2. Equação da regressão linear da impedância elétrica (Z), valor de p (Anova F e coeficiente linear) e coeficiente de determinação (R^2) para a distância (D) intereletrodos no membro superior (MS), membro inferior (MI) e tronco (T), nas faces anterior (A) e posterior (P), durante estimulação elétrica de baixa (BF) e média (MF) frequência. $n = 20$.

Frequência	Segmento	Equação da impedância	Anova F	Coeficiente linear	R^2
BF	MS-A	$Z = 0,06D - 7,52$	<0,0001	<0,0001	0,3949
	MS-P	$Z = 0,07D - 10,19$	<0,0001	<0,0001	0,4999
	MI-A	$Z = 0,05D + 2,73$	0,0002	<0,0001	0,1800
	MI-P	$Z = 0,05D + 3,74$	0,0002	<0,0001	0,1908
	T-P	$Z = 0,0008D + 24,71$	0,9526	0,9538	0,0000
MF	MS-A	$Z = 0,09D - 15,65$	<0,0001	<0,0001	0,5739
	MS-P	$Z = 0,08D - 11,02$	<0,0001	<0,0001	0,5506
	MI-A	$Z = 0,12D - 23,69$	<0,0001	<0,0001	0,4871
	MI-P	$Z = 0,11D - 18,39$	<0,0001	<0,0001	0,4996
	T-P	$Z = 0,06D + 8,60$	0,0756	0,0792	0,3900

Tabela 3. Média \pm desvio-padrão da razão entre os valores de impedância elétrica durante estimulação elétrica de baixa e média frequência no membro superior (MS), membro inferior (MI) e tronco (T), faces anterior (A) e posterior (P), nas diferentes distâncias (cm) intereletrodos (D). $n = 20$. * $p < 0,05$ ao respectivo 10 cm, # $p < 0,05$ ao respectivo 20 cm.

D	MS-A	MS-P	MI-A	MI-P	T-P
10	1,23 \pm 0,26	1,20 \pm 0,25	1,23 \pm 0,23	1,20 \pm 0,25	1,30 \pm 0,36
20	1,17 \pm 0,23	1,19 \pm 0,27	1,19 \pm 0,23	1,22 \pm 0,24	1,26 \pm 0,30
30	1,16 \pm 0,17*	1,13 \pm 0,17	1,14 \pm 0,21*	1,16 \pm 0,22	1,24 \pm 0,27
40	1,12 \pm 0,17*#	1,13 \pm 0,17*	1,16 \pm 0,19*	1,13 \pm 0,17*	1,22 \pm 0,32

No tronco, não houve correlação entre a impedância elétrica e o aumento da distância. O comportamento distinto do tronco, quando comparado aos membros, foi relatado por Zhu, Scheditz e Levin⁸ que observaram a diminuição da impedância com o aumento da distância entre o eletrodo e o ponto de aplicação da corrente durante análise da impedância bioelétrica nesse segmento. Uma explicação para tal evento é a presença de um maior nível de hidratação no tronco posterior quando comparado aos membros, apesar de não haver diferenças quanto ao número de camadas de corneócitos¹⁰. Segundo os autores, a relação inversamente proporcional entre o número de camadas do estrato córneo e a concentração de água não é válida para essa face do tronco, já que foram observados níveis de hidratação maiores que em outras áreas menos espessas, como as bochechas, indicando a contribuição das propriedades físico-químicas e de fatores como secreção sebácea e sudorípara na umidade local.

Os menores valores de impedância encontrados na face posterior do tronco em relação aos membros, considerando a mesma face, distância e frequência, podem estar relacionados com o campo elétrico formado devido às diferenças geométricas entre eles. Pesquisadores¹⁷, analisando a composição corporal por impedância bioelétrica segmentada, verificaram que há uma menor contribuição do tronco em relação aos membros na impedância total do corpo. Foster e Lukaski¹⁸ verificaram que o tronco, com sua larga secção transversa, contribui apenas com 10 % da impedância total do corpo, enquanto representa mais que 50 % da sua massa. Isso poderia ser explicado pelo fato de que a impedância de um material condutivo homogêneo é proporcional ao seu comprimento e inversamente proporcional a sua área transversa⁴.

Contudo, a presença de características heterogêneas, anisotrópicas e frequência-dependentes, na pele e nos tecidos subcutâneos, dificulta o emprego de modelos físicos simplificados para determinar o seu comportamento¹⁹ e a distribuição real da corrente¹³ mediante estimulação elétrica. Essa dificuldade é apresentada nas equações de regressão linear, que são específicas para o local de aplicação e a frequência da corrente, destacando que, para a face posterior do tronco, as equações não são representativas, não sendo possível caracterizar a linearidade.

Os valores de impedância elétrica semelhantes nas faces anterior e posterior dos membros podem ser relacionados ao fato de não haver diferença na espessura e na concentração de água no estrato córneo da superfície ventral e dorsal¹⁰.

No que se refere à estimulação com corrente de média frequência, essa determinou uma menor impedância elétrica em todas as variáveis analisadas, exceto nos 30 cm do MI-A. Como a pele atua como uma barreira capacitiva, considera-se que sua impedância seja inversamente

proporcional à frequência da corrente alternada¹³, sendo regida pela expressão:

$$Z = \sqrt{R^2 + X_C^2} \quad \text{com} \quad X_C = (2\pi fC)^{-1}$$

Onde Z= impedância (Ω), R= resistência (Ω), X_C = reatância capacitiva (Ω), f= frequência (Hz) e C= capacitância (F)¹².

Apesar de o comportamento da impedância elétrica, durante estimulação com BF e MF, condizer com a literatura¹⁶, a relação existente entre os valores obtidos não equivale ao postulado. Além disso, a menor influência da frequência com o aumento da distância intereletrodos indica uma redução gradual na contribuição dos agentes capacitivos na impedância total. Esse fato reforça o modelo de impedância da pele e músculo proposto por Reilly²⁰, que interpreta os tecidos biológicos como um circuito complexo formado por resistores e capacitores dispostos tanto em série quanto em paralelo.

A expectativa criada sobre o comportamento das correntes de média frequência nos tecidos biológicos pode ser consequência de uma interpretação mal conduzida de modelos teóricos. Alon¹² contesta a relação entre a impedância da pele e a frequência da corrente elétrica, atribuindo as suas alterações à duração de fase. Assim, o autor relata que qualquer onda monofásica ou bifásica sofrerá a mesma impedância da corrente interferencial se a duração de suas fases forem iguais. Contrariando tal afirmativa, os resultados do presente estudo demonstram a influência da frequência na oposição ao fluxo elétrico, uma vez que foram obtidos valores distintos de impedância aplicando-se correntes com a mesma duração de fase. Esse quadro reafirma a necessidade de maior conhecimento sobre a interação das correntes produzidas pelos equipamentos disponíveis no mercado com os tecidos biológicos.

Estudos sobre a impedância da pele, durante a utilização de equipamentos terapêuticos, entre eles os geradores de corrente elétrica, são de interesse tanto para os fabricantes quanto para os seus usuários. Os estimuladores devem permitir o uso de uma tensão elétrica suficiente para conduzir uma corrente que supere a impedância do meio condutor. Por sua vez, o profissional deve considerar a impedância intereletrodos para que, selecionando os parâmetros da corrente, se faça uma estimulação eficiente do nervo e do músculo com menor desconforto¹¹ e sem riscos ao paciente.

Nesse contexto, deve-se limitar a generalização dos resultados, já que a impedância elétrica dos tecidos biológicos pode variar com o gênero, devido às diferenças na composição corporal, e com a idade, especialmente no que se refere à hidratação cutânea, variáveis não analisadas no presente estudo.

CONCLUSÃO

A impedância elétrica dos tecidos biológicos é alterada pela localização e distância entre os eletrodos, bem como pela frequência da corrente. Em geral, houve uma correlação positiva entre a distância intereletrodos e a impedância tanto para correntes de baixa quanto de média frequência, quando aplicadas em ambas as faces do membro superior e inferior, não sendo observada na face posterior do tronco. Constatou-se, ainda, a não uniformidade da impedância elétrica nos diferentes segmentos e faces, caracterizando a anisotropia dos tecidos, bem como uma menor impedância para a corrente de média frequência em função das componentes capacitivas da pele, apesar de essa influência diminuir com o afastamento entre os eletrodos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Rushton DN. Electrical stimulation in the treatment of pain. *Disabil Rehabil.* 2002;24(8):407-15.
2. Crevenna R, Mayr W, Keilani M, Pleiner J, Nuhr M, Quittan M, et al. Safety of a combined strength and endurance training using neuromuscular electrical stimulation of thigh muscles in patients with heart failure and bipolar sensing cardiac pacemakers. *Wien Klin Wochenschr.* 2003;115(19-20):710-4.
3. Wilder RP, Wind TC, Jones EV, Crider BE, Edlich RF. Functional electrical stimulation for a dropped foot. *J Long Term Eff Med Implants.* 2002;12(3):149-59.
4. Kyle UG, Bosaeu I, De Lorenzo AD, Deurenberg P, Elia M, Gómez JM, et al. Bioelectrical impedance analysis - part I: review of principles and methods. *Clin Nutr.* 2004;23(5):1226-43.
5. Nolan MF. Conductive differences in electrodes used with transcutaneous electrical nerve stimulation devices. *Phys Ther.* 1991;71(10):746-51.
6. Heneine IF. *Biofísica Básica*. Belo Horizonte: Atheneu; 1993.
7. Sagi-Dolev AM, Prutchi D, Nathan RH. Three-dimensional current density distribution under surface stimulation electrodes. *Med Biol Eng Comp.* 1995;33:403-8.
8. Zhu F, Scheditz D, Levin NW. Estimation of trunk extracellular volume by bioimpedance. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 1998;20(6):3104-7.
9. Chizmadzhev YA, Kuzmin PI, Weaver JC, Potts RO. Skin appendageal macropores as a possible pathway for electrical current. *J Invest Dermatol Symp Proc.* 1998;3(2):148-52.
10. Ya-Xian Z, Suetake T, Tagami H. Number of cell layers of the stratum corneum in normal skin – relationship to the anatomical location on the body, age, sex and physical parameters. *Arch Dermatol Res.* 1999;291:555-9.
11. Dorgan SJ, Reilly RB. A model for human skin impedance during surface functional neuromuscular stimulation. *IEEE Trans Rehab Eng.* 1999;7(3):341-8.

12. Alon G. Principles of electrical stimulation. In: Nelson RM, Currier DP. Clinical electrotherapy. California: Appleton & Lange; 1987. p. 29-80.
13. Ozcan J, Ward AR, Robertson VJ. A comparison of true and premodulated interferential currents. Arch Phys Med Rehabil. 2004;85:409-15.
14. Rosell J, Colominas J, Riu P, Pallas-Areny R, Webster JG. Skin impedance from 1Hz to 1 MHz. IEEE Trans Biomed Eng. 1988;35(8):649-51.
15. Kubisz L. The influence of storage time on the temperature dependence of the dc electrical conductivity of horn keratin. Bioelectrochemistry. 2001;53(2):161-4.
16. Faes TJC, Van Der Meij HA, Munck JC, Heethaar RM. The electric resistivity of human tissues (100Hz – 10MHz): a meta-analysis of review studies. Physiol Meas. 1999;20:R1-10.
17. Cornish BH, Jacobst A, Thomas BJ, Ward LC. Optimizing electrode sites for segmental bioimpedance measurements. Physiol Meas. 1999;20:241-50.
18. Foster KR, Lukaski HC. Whole-body impedance - what does it measure? Am J Clin Nutr. 1996;64 Suppl 3:S388-96.
19. Livshitz LM, Mizrahi J, Einziger PD. Interaction of array of finite electrodes with layered biological tissue: effect of electrode size and configuration. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2001;9(4):355-61.
20. Reilly JP. Electrical stimulation and electropathology. New York: Cambridge University Press; 1992.